УДК 620.179.19:612.76

ИК-ТЕРМОГРАФИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ДИНАМИЧЕСКИХ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПОЛЕЙ В КОСТНОЙ ТКАНИ ПРИ ЕЕ КОНТАКТЕ С ОХЛАЖДЕННЫМИ ФИКСАТОРАМИ С ПАМЯТЬЮ ФОРМЫ

В.Н. Илюшенов*, В.П. Вавилов, В.В. Ширяев, А.В. Илюшенов*

ФГНУ «НИИ интроскопии». г. Томск
*Новокузнецкий институт усовершенствования врачей
E-mail: vavilov@introscopy.tpu.ru

Метод инфракрасной термографии применен для анализа динамических температурных распределений, возникающих в костной ткани при установке металлических фиксаторов, предварительно охлажденных до температуры жидкого азота. Установлено, что демпфирующие муфты, предназначенные для уменьшения механических нагрузок, также снижают холодовую нагрузку на кость.

Введение

Особенности теплообмена в материале кости описаны в небольшом числе публикаций, которые, главным образом, демонстрируют факт возникновения тепловых сигналов при дегенеративных изменениях в костной ткани и суставах [1–5]. В последнее время в практику лечения переломов костей входят новые методы остеосинтеза с применением фиксаторов с памятью формы, которые охлаждают перед установкой до температуры жидкого азота –196 °C [6, 7]. Размещение охлажденных металлических фиксаторов запускает процесс теплообмена в зоне контакта конструкции с костью, причем температурные градиенты влияют на витальность (жизнеспособность) костных тканей. Целью настоящей работы является исследование динамических температурных полей в костных тканях при размещении на них охлажденных фиксаторов как с пористыми муфтами, так и без них.

Температурные феномены в кости могут быть обусловлены процессами динамического теплообмена за счет теплопроводности и преобразования механической энергии в тепловую вследствие эффекта гистерезиса при циклическом нагружении или высвобождении энергии вследствие разрушении материала. Второй феномен представляется малозначимым вследствие отсутствия цикличности и разрушения при остеосинтезе, поэтому в настоящем исследовании внимание уделено анализу динамического теплообмена, который сопровождает размещение фиксаторов с памятью формы, как с демпфирующими муфтами, так и без них.

Техника эксперимента

Запись и анализ температурных полей проводили с помощью инфракрасного (ИК) тепловизора Thermovision-570 производства фирмы FLIR Systems, США. Основные параметры тепловизора: 1) спектральный диапазон: 7...14 мкм, 2) формат кадра: 320×240 элементов, 3) частота кадров 25 Гц, 4) разрешающая способность 0,1 °C при температуре +20 °C.

В процессе эксперимента записывали до 150 ИК-термоизображений (термограмм) с интервалом 5 с, что позволило проследить процесс теплообмена в динамике, начиная от первоначального понижения температуры кости в момент установки фиксатора до момента восстановления температуры к начальному значению. Обработку данных производили с помощью компьютерной программы ThermoFit Pro ФГНУ «НИИ интроскопии» и программы ThermaCAM Reporter, входящей в комплект тепловизора [8].

Эксперименты проводили на 15-ти образцах мацерированных бедренных и плечевых костей, забранных у трупов (возраст 30–55 лет, 10 – мужского и 5 – женского пола), которые имели незначительные возрастные изменения, проявляющиеся умеренной спонгизацией кортикального вещества кости. Размеры образцов костей составляли от 30 до 45 см. Принято, что теплофизические параметры костной ткани аналогичны стеклу со следующими теплофизическими характеристиками: плотностью 2442 кг/м^3, удельной теплоемкостью 837 Дж/(кг·K), коэффициентом теплопроводности 0,88 Вт/(м·K) и коэффициентом температуропроводности $0{,}43\cdot10^{-6}$ м^2/с [9]. Согласно литературным данным, напряжение разрушения сжатием для кости составляет около 128 МПа [10].

Поверхность разреза фрезеровалась таким образом, чтобы поверхность кости совпадала с плоскостью устанавливаемых компрессирующих скоб (фиксаторов с памятью формы). Перед установкой скобы выдерживались в жидком азоте и размещались на костный образец как с демпфирующими муфтами, выполненными из пористого материала, так и без них. На первом этапе проведены измерения температуры в зоне контакта костной ткани и скобы без установки муфт. На втором этапе скоба устанавливалась в кость через пористую муфту (рис. 1, *в*, *г*).

Фиксаторы с памятью формы были изготовлены из сплава никелида титана ТН-1ХЭ и ТН-1А [7]. Пористые имплантаты (пористые пластины и муфты) изготовлены методом СВС-синтеза из сплава марки ТН-1П [7].

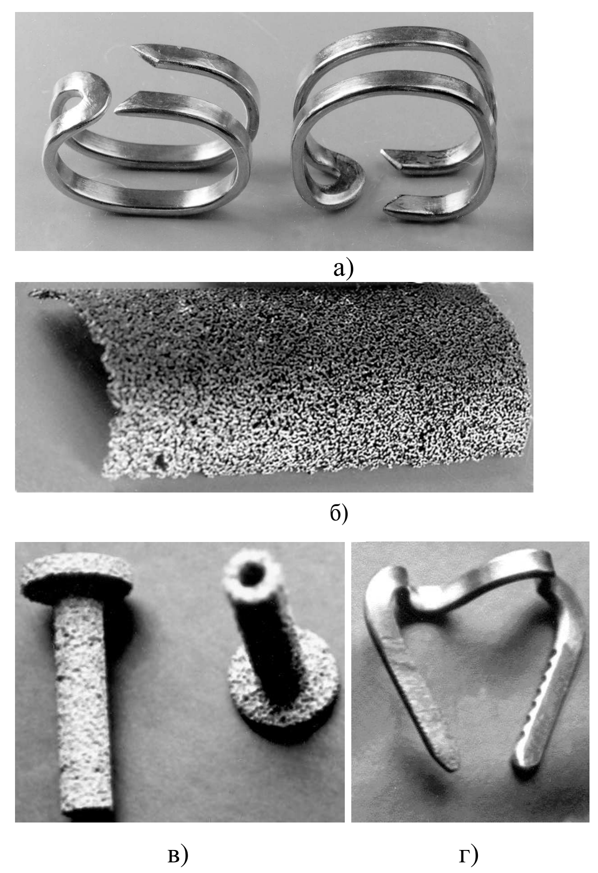


Рис. 1. *Внешний вид имплантатов с памятью формы: а) кольцевидные фиксаторы; б) пористая пластина; в) пористые муфты; г) скоба*

Обсуждение результатов

На рис. 2 приведены характерные термограммы, иллюстрирующие динамический теплообмен в кости после установки фиксаторов. Результаты представлены для двух моментов времени: непосредственно после установки скоб (рис. 2, *а*, *б*) и в момент максимального градиента температуры (рис. 2, *в*, *г*). Точки наблюдения выбирались визуально на каждой термограмме с учетом имевшего место смещения образцов во время эксперимента вследствие восстановления скобой ее первоначальной формы в ходе нагрева. Температуру кости анализировали на расстоянии около 1 мм от зоны контакта либо скобы, либо муфты с образцом. Неопределенность размещения точек наблюдения также составляла около 1 мм, или 2 пикселя, что было обусловлено пространственным разрешением тепловизора.

Изменение температуры во времени в указанных точках представлено на рис. 3. В отсутствие пористой муфты температура в точке наблюдения снижалась в течение 110 с от +21,4 до –1,5 °С, т.е. на 22,9 °С, в то время как в случае размещенной муфты это понижение составило всего 9,4 °С (от +21,4 до +12 °С) в течение 130 с. Незначительное различие времен, в течение которых было отмечено максимальное понижение температуры, объясняется тем, что точки наблюдения размещались приблизительно на одном и том же расстоянии от зоны контакта скобы и кости.

Ввиду невозможности представить цветные термограммы температурных распределений, на рис. 2 показаны участки кости, занимаемые изо-

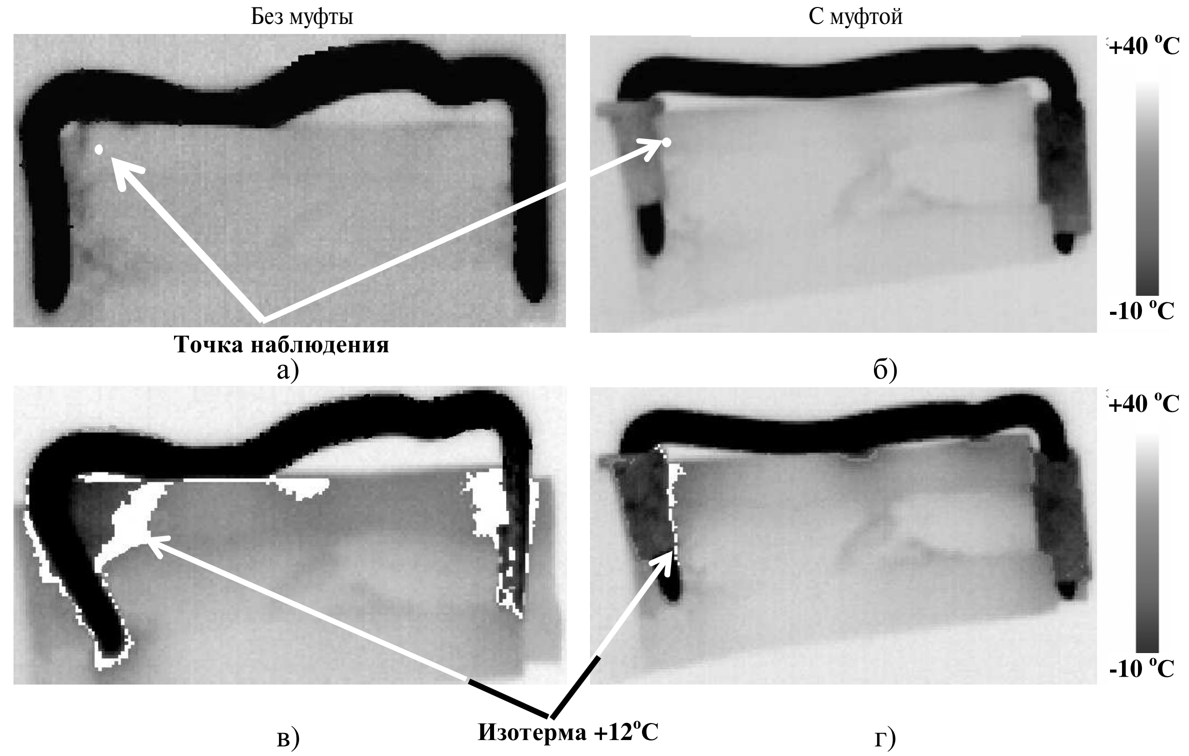


Рис. 2. *Термограммы образцов кости после установки охлажденных фиксаторов (белым цветом показана изотермическая зона +12±0,5 °С): а) без муфты, через 5 с; б) с муфтой, через 5 с; в) без муфты, через 110 с; г) с муфтой, через 130 с*

термическими областями с температурой +12±0,5 °С соответственно в моменты времени 110 и 130 с. Видно, что установка муфты приводит к отсутствию изотерм указанной амплитуды, в то время как при контакте с костью металлического фиксатора возникают несколько зон с существенным температурным градиентом.

Основной задачей установки пористых муфт является снижение локальных сжимающих нагрузок от рабочих элементов скобы. В ходе наших экспериментов обнаружено, что муфты играют роль теплоизолятора, вдвое снижая амплитуду холодового шока, который вызывается установкой охлажденного фиксатора. Таким образом, температурное воздействие фиксатора на живую ткань становится более мягким (сравнить профили на рис. 3).

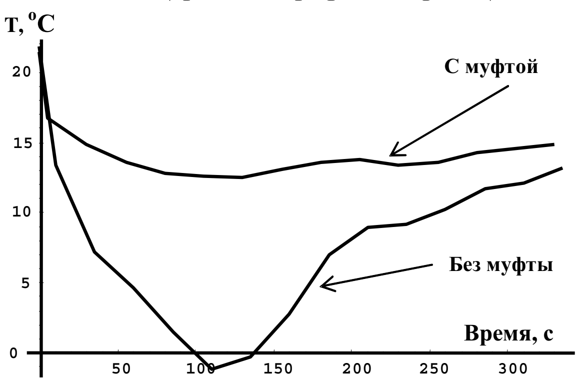


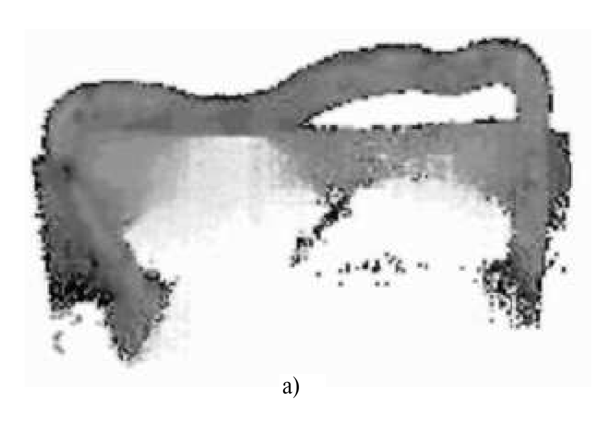
Рис. 3. *Изменение температуры во времени (точка наблюдения показана на рис. 2 и находится в кости на расстоянии ~1 мм от зоны контакта)*

Различия между температурными распределениями в кости с муфтой (рис. 1, *в*, *г*) и без нее были подчеркнуты, применяя к последовательностям из 120 термограмм, примеры которых показаны на рис. 2, метод фазовой термографии. Метод включает одномерное преобразование Фурье, примененное к изменению температуры во времени (профили на рис. 3), в результате чего в изображениях фазы («фазограммах»), получаемых для различных Фурье-гармоник, подчеркиваются динамические феномены в исследуемой последовательности [11]. «Фазограмма» на рис. 4, *а* (отсутствие муфты) выглядит более контрастно, что соответствует бóльшему изменению фазы в охлаждаемых зонах по сравнению с изображением на рис. 4, *б* (установлена муфта).

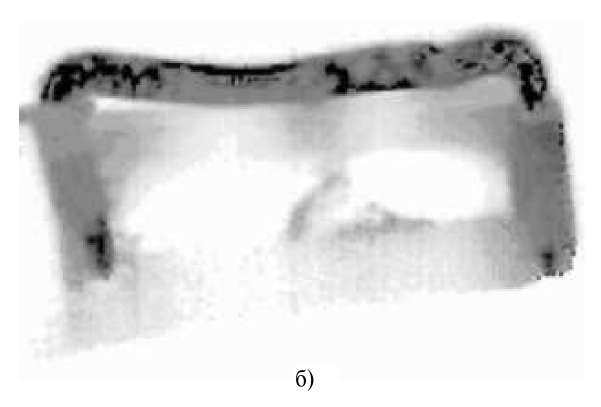
Данные (рис. 2–4) получены при изучении «продольного» распространения тепла вдоль костной ткани. Вследствие неоднородной структуры кости представляет интерес проанализировать, как тепловой фронт распространяется в глубь кости. Соответствующие данные приведены на рис. 5; тепловизор размещался относительно образцов таким образом, чтобы фиксировать картину распространения теплового потока внутрь костной ткани. На термограммах отчетливо видно, что при отсутствии муфты холодная зона занимает значительно бóльшую площадь по сечению кости (зоны черного цвета), чем после установки муфты. В начальный момент контакта охлажденного кольцевидного фиксатора (рис. 1, *а*, *б*) (на термограммах темного цвета) с поверхностью кости охлажденные зоны носят строго очаговый характер с локализацией в окрестности зоны контакта. По мере реализации механизма памяти формы происходит нарастание компрессирующих усилий, в результате чего наблюдается расширение и усиление контакта поверхности фиксатора с поверхностью кости.

Очаговые зоны охлаждения первоначально начинают распространяться перпендикулярно в глубь плотных структур кости, причем фронт охлаждения изначально соответствует размерам участка контакта. Однако, достигая менее плотную структуру кости, процесс замедляется, и тепловой поток начинает распространяться также и в поперечных направлениях. Температурный фронт продолжает проникать вглубь вплоть до костномозгового канала, в котором воздушная среда обладает низкой теплопроводностью. После окружения зоной охлаждения костномозгового канала формируется широкомасштабный горизонтальный фронт холода, выходящий за пределы контакта в сторону свободного теплового участка кости, и в это же время начинается охлаждение воздушной среды костномозгового канала.

В целом, описанная картина соответствует классическому механизму диффузии тепла, соглас-

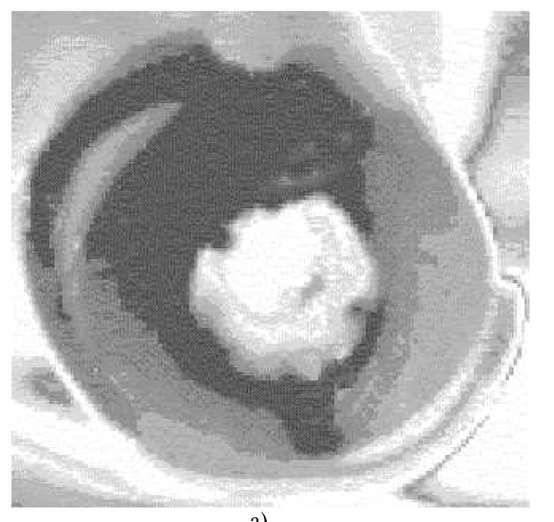


а)

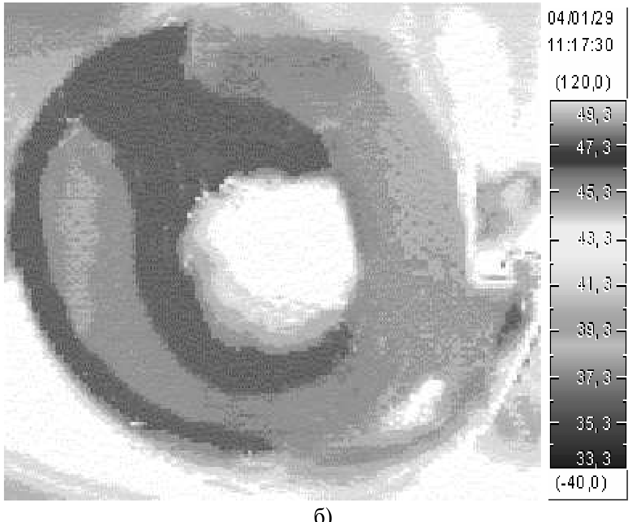


б)

Рис. 4. *Изображения фазы Фурье (первая значащая гармоника) при обработке данных по методу фазовой термографии: а) без муфты; б) с муфтой*



а)



б)

Рис. 5. *ИК-термограммы кости в поперечном сечении: а) без пористой пластинки; б) с пластинкой*

но которому тепловая энергия распространяется преимущественно в твердом теле, нежели в низкотеплопроводной газообразной среде. Поэтому, во-первых, происходит накопление тепла на границе канала (нарастание температуры) и выравнивание локальных аномалий за счет диффузии тепла по волокнам. Изучена и проанализирована сравнительная картина распространения тепловых полей в условиях, когда между контактом фиксатора и кости уложена пористая пластина – протектор из пористого материала. В начальный момент времени низкие температуры отчетливо локализуются в структуре пористой пластины, занимая весь ее объем; в последующем, тепловой фронт начинает распространяться аналогичным образом в глубь и в ширину костной структуры, циркулярно окружая костномозговой канал и охлаждая его. При этом поле холодового фронта горизонтально распространяется сравнительно быстро, в том числе, и в интактную зону, что, очевидно, связано, с бóльшей поверхностью пористой пластины.

Заключение

Для оценки динамического распределения температуры в костной ткани наиболее информативны последовательности ИК-изображений, отражающие процесс теплообмена после установки фиксаторов с памятью формы. Метод ИК-термографии позволяет оценить амплитуды и временные особенности распространения тепловых потоков в костной ткани как в случае размещения на фиксаторах стандартных пористых муфт, так и без них. Результаты экспериментов свидетельствуют в пользу указанных муфт, обеспечивающих не только снижение механического воздействия металла на кость, но и двукратное снижение температурных градиентов в кости, что способствует повышению ее витальности.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вавилов В.П., Илюшенов В.Н. Распределение тепловых полей в структуре кости // Современные технологии в травматологии ортопедии: ошибки и осложнения – профилактика, лечение: Матер. Междунар. конгр. – М., 2004. – С. 173.
2. Терновой Н.К., Державин А.Е. и др. Возможности и перспективы дистанционной инфракрасной термографии при изучении патологии опорно-двигательного аппарата // Ортопедия и травматология. – 1985. – № 5. – С. 68–71.
3. Воробьев Л.П., Шестаков В.А., Эгильская В.И. Тепловидение в медицине. – М.: Знание, 1985. – 64 с.
4. Зарецкий В.В., Выховская А.П. Клиническая термография. – М.: Медицина, 1976. – 168 с.
5. Лесовой В.Н. Методические особенности термодиагностики // Вестник рентгенологии и радиологии. – 1990. – № 6. – С. 24.
6. Ломницкий О.Я. Дистанционная инфракрасная термография при экспресс-диагностике воспалительного заболевания суставов // Клиническая хирургия. – 1984. – № 12. – С. 41.
7. Гюнтер В.Э., Котенко В.В., Миргазизов М.З. и др. Сплавы с памятью формы в медицине. – Томск: Изд-во ТГУ, 1986. – 216 с.
8. ThermaCAM Reporter. Техническое описание и инструкция по эксплуатации программного обеспечения тепловизора Thermovision-570, FLIR Systems, США, 1998. – 44 с.
9. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. – Киев: Наукова думка, 1990. – 210 с.
10. Проблемы прочности в биомеханике / Под ред. И.Ф. Образцова. – М.: Высшая школа, 1988. – 310 с.
11. Вавилов В.П. Тепловые методы неразрушающего контроля. – М.: Машиностроение, 1991. – 380 с.